

12

DEMANDE DE BREVET EUROPEEN

21 Numéro de dépôt: 88420042.9

81 Int. Cl.⁴: **A 61 C 9/00**
G 01 B 11/24

22 Date de dépôt: 12.02.88

30 Priorité: 13.02.87 FR 8702339

43 Date de publication de la demande:
17.08.88 Bulletin 88/33

64 Etats contractants désignés:
AT BE CH DE ES FR GB GR IT LI LU NL SE

71 Demandeur: **HENNISON INTERNATIONAL**
Château de Malissol
F-38200 Vienne (FR)

72 Inventeur: **Duret, François**
Rue Paul Claudel
F-38690 Le Grand Lemps (FR)

Blouin, Jean-Louis
Château de Malissol
F-38200 Vienne (FR)

74 Mandataire: **Maureau, Philippe et al**
Cabinet Germain & Maureau Le Britannia - Tour C 20, bld
Eugène Déruelle Boîte Postale 3011
F-69392 Lyon Cédex 03 (FR)

54 Procédé de prise d'empreinte médicale et dispositif pour sa mise en oeuvre.

57 Ce procédé consiste à projeter, à l'aide d'une sonde optique (2) reliée à une source lumineuse (3), sur la partie du corps dont l'empreinte est à saisir, une grille à profil sinusoïdal, puis à répéter cette projection au moins deux fois, pendant un temps très bref, avec un décalage de phase entre deux projections successives d'une valeur égale à $2\pi/n$, où n est le nombre de projections, à effectuer une lecture optique de chaque image projetée et à la transmettre à un système de traitement (4), à mémoriser chacune de ces images, puis à les corrélérer, en observant les variations de l'intensité résultant des variations du décalage de phase, en chaque point de l'objet, et permettant la détermination par calcul de la profondeur de chaque point par rapport à un plan de référence, les deux autres dimensions étant définies, en fonction du système optique utilisé, dans le plan du capteur.

Application à la réalisation de prothèses dentaires.

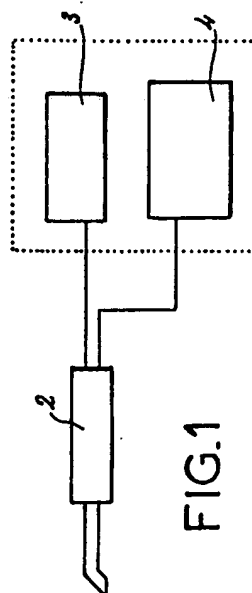


FIG.1

Description

PROCEDE DE PRISE D'EMPREINTE MEDICALE ET DISPOSITIF POUR SA MISE EN OEUVRE

La présente invention a pour objet un procédé de prise d'empreinte médicale et un dispositif pour sa mise en oeuvre.

Le domaine d'applications de ce procédé est constitué par la saisie des formes du site d'implantation d'une prothèse dentaire fixe ou mobile et de son environnement en vue de la réalisation d'une prothèse, par l'analyse volumique en vue d'un diagnostic d'une partie de la bouche, par l'analyse de toute partie du corps humain dont le diagnostic et/ou la thérapeutique associée nécessitent sa visualisation sous forme d'images informatisées, ainsi que par toute saisie de forme en vue de la réalisation d'une prothèse telle que prothèse de hanche, auriculaire, oculaire, du genou, des doigts et d'autres articulations.

Il est connu de réaliser des prises d'empreintes médicales à l'aide d'une pâte en dentisterie, par empreinte sanglante nécessitant une intervention chirurgicale, dans le domaine médical, par micro-palpation, ou par des méthodes optiques tridimensionnelles mettant en oeuvre, par exemple, des rayonnements ionisants (scanner, tomographie tridimensionnelle), des rayonnements non ionisants (photogrammétrie, stéréoscopie ou méthodes interférentielles telles que holographie) ou par réception de messages (RMN ou ultra-sons).

Les méthodes mettant en oeuvre une prise d'empreinte à l'aide de pâtes sont longues et nécessitent une bonne habileté de l'opérateur. Des techniques, telles que la photogrammétrie, offrent un manque de précision. D'autres techniques telles que l'holographie, sont très complexes et coûteuses à mettre en oeuvre, et offrent des performances qui sont parfois supérieures à celles strictement nécessaires.

La présente invention vise à remédier à ces inconvénients en fournissant un procédé de prise d'empreinte médicale, de conception simple offrant une image en trois dimensions avec une bonne précision.

A cet effet, le procédé qu'elle concerne consiste à projeter, sur la partie du corps dont l'empreinte est à saisir, une grille à profil sinusoïdal, puis à répéter cette projection au moins deux fois, pendant un temps très bref, avec un décalage de phase entre deux projections successives d'une valeur égale à $2\pi/n$, où n est le nombre de projections, à effectuer une lecture optique de chaque image projetée, à mémoriser chacune de ces images, puis à les corréler, en observant les variations de l'intensité résultant des variations du décalage de phase, en chaque point de l'objet, et permettant la détermination par calcul de la profondeur de chaque point par rapport à un plan de référence, les deux autres dimensions étant définies, en fonction du système optique utilisé, dans le plan du capteur.

Le principal avantage de ce système tient dans sa grande sensibilité qui, pour la cote z correspondant à la profondeur, est de l'ordre de $P/100$, où P est le pas du réseau projeté. Il est donc possible de

travailler avec des fréquences spatiales faibles donc avec un minimum de pertes de contraste dues aux fonctions de transfert des optiques et des objets dont la forme est à saisir.

Par ailleurs, le principe de mesure nécessite des calculs relativement plus simples que ceux nécessaires dans les techniques habituelles de Moiré. Enfin, ce système est insensible aux différences de réflectivité de l'objet et permet une détermination non ambiguë du sens des déformations (creux ou bosses), ce qui est particulièrement utile pour les prises d'empreintes dentales.

Selon un premier mode de mise en oeuvre, la grille à profil sinusoïdal est projetée suivant un faisceau de rayons parallèles.

Selon un autre mode de mise en oeuvre, la grille à profil sinusoïdal est projetée suivant un faisceau de rayons divergents et en ce que le plan de référence est perpendiculaire à l'axe de projection.

Avantageusement, ce procédé consiste à utiliser conjointement une projection complémentaire d'un deuxième système de franges, afin d'obtenir une différence de phase très précise avec une indétermination de 2π avec le premier système, et une différence grossière de phase mais sans indétermination de 2π avec le second, et la corrélation des deux résultats donne une différence de phase très précise et sans indétermination de 2π en tout point. Dans ce cas, le second système de franges est réalisé par une projection unique sans décalage et, dans ce cas, le calcul de différence de phase est effectué par une méthode de sous-échantillonnage ou une méthode de FOURRIER ou toute autre méthode équivalente d'analyse de la phase.

Selon un mode préféré de mise en oeuvre, ce procédé consiste à analyser les variations de la phase du codage déformé par l'objet dans les deux directions (x, y) définies dans le plan du capteur, en tenant compte du taux de modulation et de la réflectivité de l'objet pour produire une image binaire codée 1 si la phase existe et est continue, et codée 0 si la phase n'existe pas ou est discontinue, puis en considérant l'ensemble des images ainsi obtenues, à regrouper les images de même valeur, et à en définir la frontière par des méthodes de dilatation-érosion et de squelettisation d'objets binaires.

Afin d'obtenir une bonne précision de la mesure tout en mettant en oeuvre des calculs simples, le nombre de projections d'images de la grille sur la partie du corps à observer est au moins égal à trois.

En outre, ce procédé consiste à disposer, sur la partie du corps à observer, une pluralité de points de repères visibles dans chacune des positions de prise d'image, à effectuer plusieurs vues sous des angles différents, à détecter dans chacune des vues la position (x, y) de chaque point, puis par interpolation sur le relief, la valeur z de celui-ci, puis par association des points de repères identiques physiquement à rassembler l'ensemble des surfaces de chaque vue dans un même relief dont les

coordonnées sont définies par rapport à un seul et même référentiel commun.

Avantageusement, le procédé consiste à calculer la position de chaque point de repère en x et y sur l'image de réflectivité, par analyse de l'histogramme des niveaux de gris, puis à sélectionner les taches noires d'une grosseur convenable, et enfin à donner le centre de gravité pondéré par les niveaux de gris à l'intérieur de ces microtaches.

Il est à noter que les points de repères peuvent être constitués par des points caractéristiques de la partie du corps à étudier tels que sillon, cuspide, plateau du moignon, rayures ou des points supportés par des objets rapportés sur le corps à étudier tels que des clamps dans une application dentaire ou encore par des points de repères déposés par projection d'encre ou similaire sur la partie du corps à étudier.

De toute façon, l'invention sera bien comprise à l'aide de la description qui suit, en référence au dessin schématique annexé représentant, à titre d'exemples non limitatifs, plusieurs formes d'exécution du dispositif pour la mise en oeuvre de ce procédé :

Figure 1 est une vue de principe des principaux éléments constitutifs de ce dispositif;

Figure 2 est une vue très schématique de la sonde;

Figure 3 est un schéma bloc des principaux organes constitutifs du dispositif;

Figure 4 est une vue en perspective d'un sous ensemble permettant la création d'un codage;

Figure 5 est une vue de côté d'un système de modulation de phase;

Figure 6 est une vue de côté d'un premier système de déphasage;

Figure 7 est une vue de côté d'un second système de déphasage;

Figure 8 est un schéma-bloc représentant le système de traitement;

Figure 9 est une vue d'un schéma-bloc représentant la carte de traitement vidéo;

Figure 10 est un schéma-bloc représentant la carte processeur;

Figure 11 est un schéma-bloc représentant la carte mémoire d'images.

Comme montré à la figure 1, le dispositif comprend une sonde optique 2 reliée, d'une part, à une source lumineuse 3 et, d'autre part, à un système de traitement 4.

Le choix de la source conditionne, en grande partie, les caractéristiques du système, la source choisie tenant compte :

- d'une optimisation du spectre d'émission de la source et de la bande passante du système,
- d'une puissance adaptée pour assurer un éclairage suffisant sur le détecteur en fonction de la transmission du système,
- d'un encombrement minimal pour une puissance donnée.

Lorsque la source ne peut pas être placée dans la sonde pour des raisons d'encombrement, il est nécessaire de conduire la lumière entre la source et

la sonde, ce qui peut être réalisé à l'aide d'une fibre optique. Dans ce cas, la lumière est collimatée à l'aide d'une optique de couplage à partir du centre de laquelle l'extrémité d'une fibre optique est vue sous un angle α , tel que α est inférieur ou égal à $P/4D$, où P est le pas de grille et D est la profondeur de champ maximale correspondant à une modulation correcte de la grille projetée.

La longueur d'onde de la lumière projetée peut être inférieure à 520 μm , la source lumineuse émettant dans le bleu ou l'ultra-violet, ou bien la source lumineuse peut être constituée par un dispositif solide à semi-conducteur type diode laser.

Comme montré à la figure 2, la sonde optique 2 se présente sous la forme d'un boîtier de dimensions réduites comportant un corps 5 ainsi qu'une partie 6 adaptée pour une tenue en main par le praticien, prolongée par un bec 7 permettant les projections de codage et les reprises d'images. Si la source de lumière est constituée par une diode laser ou un autre composant du même type, elle peut être logée dans le corps 5. Dans les autres cas, la source de lumière est extérieure et le flux lumineux est conduit par une fibre optique qui peut, par exemple, être associée au câble 8; assurant le transfert des signaux électroniques entre la sonde proprement dite et le système de traitement.

La sonde optique comprend une voie de projection du codage désignée à la figure 3 par la référence générale 9, et une voie d'observation de l'image 10, l'objet dont la forme est à saisir étant défini sur cette même figure par la référence 12.

La voie de projection du codage comprend une optique de collimation 13, et un réseau 14 muni de son système de déphasage 15, et un système optique d'imagerie comprenant une optique relais 16, une optique de transport d'images 17 et un objectif de projection 18. Sur cette même figure, la source lumineuse est désignée par la référence 3, et la fibre de transfert du flux lumineux porte la référence 19.

Le principe de la méthode de profilométrie par codage de phase suppose de créer un codage de type sinusoïdal et modulé en phase. La création du codage comprend deux éléments couplés:

- le réseau, et
- le modulateur de phase.

Dans la forme d'exécution représentée à la figure 4, le réseau de transmission comprend un prisme de Wollaston 20 constitué par deux coins semblables 22 taillés dans un matériau biréfringent, par exemple du quartz, dont les axes rapide et lent sont opposés. Ce prisme est éclairé par une onde lumineuse monochromatique, et placé entre deux polariseurs 23 et 24 dont les axes sont croisés ou parallèles et font un angle de 45° avec ceux du prisme, la valeur P du pas des franges créées à l'interface du prisme étant donnée par la formule

$$P = \frac{\lambda}{2 \Delta n \operatorname{tg} \theta}$$

où λ est la longueur d'onde de la source lumineuse,

où θ est l'angle de chacun des prismes biréfringents constituant le prisme de Wollaston, et Δn est la différence des indices ordinaire et extraordinaire du matériau.

L'avantage fondamental de ce système est la compensation complète des effets thermiques et mécaniques, étant donné que les rayons suivent le même trajet. Le pas du réseau est à choisir en fonction de la taille de l'objet, du grandissement du système optique et de la profondeur de champ D.

Un des avantages de la méthode de profilométrie par analyse de phases est que l'incertitude en z est de l'ordre de $P/100$, ce qui est avantageux pour l'étude précise de petits objets, comme tel est le cas dans une application dentaire, étant rappelé que les procédés classiques de Moiré ou Interférentiels n'apportent qu'une précision inférieure ou égale à $P/10$.

Pour l'application au domaine dentaire, un pas de réseau entre 1 et 1,5 mm au niveau du plan de référence peut, avantageusement, être retenu.

La modulation de phase correspond pratiquement à M translations optiques du réseau d'une quantité nP/M , si l'on fait M images, où P est le pas du réseau et n est un nombre entier compris entre 0 et M , M étant généralement égal à 3 ou 4 pour des raisons de commodités de calculs.

Ces translations peuvent être obtenues par un déplacement mécanique du réseau, par un procédé optique ou par un modulateur électro-optique.

En faisant, comme montré à la figure 5, tourner une lame de verre 25 d'indice n et d'épaisseur e dans un faisceau parallèle, on provoque un déplacement latéral de ce faisceau d'une valeur S telle que

$$S = e \frac{\sin(i-r)}{\cos(r)}$$

où i est l'angle d'incidence du faisceau sur la lame, et r est l'angle réfracté, ces angles étant liés par la relation

$$\sin i = n \sin r$$

En lumière polarisée, il est possible d'utiliser des lames de phase pour créer la modulation souhaitée.

Comme montré à la figure 6, des lames de déphasage connues 26 sont successivement introduites entre le polariseur 23 et le prisme de Wollaston 22. On crée ainsi un déphasage du réseau de la valeur du déphasage de la lame de phase. Les différentes lames 26 peuvent être montées sur un barillet 27 motorisé dont la rotation est synchronisée avec la prise d'image.

Selon une autre possibilité, représentée à la figure 7, une lame quart d'onde 28 est placée après le prisme de Wollaston, son axe étant parallèle à l'axe du polariseur. En faisant tourner l'analyseur 24 de 180° , on sélectionne en continu une valeur de déphasage entre 0 et 2π .

Pour faire tourner les lames, il est possible d'utiliser soit un moteur pas à pas, soit un moteur à courant continu. Dans le cas du moteur pas à pas, la position des lames est connue par comptage de pas à partir d'une position 0. Cette position peut être déterminée par utilisation d'un disque fendu présentant une ouverture, qui lui en est perpendiculaire, et

fixé à l'arbre du moteur ou du barillet. Une photo-diode éclaire le disque d'un côté et une cellule photo-électrique observe de l'autre côté. Au passage du trou ou de la fente, devant la photo diode, la cellule s'active et émet un signal vers le système de traitement.

Dans le cas d'un moteur à courant continu, il est préférable de monter en bout de l'axe du barillet un potentiomètre résistif, la mesure de résistivité du potentiomètre permettant de connaître la position en continu de l'axe du moteur. L'ensemble est commandé par un asservissement électronique situé dans le système de traitement. La rotation des lames est assurée soit directement en bout d'arbre, soit par roues crantées ou par courroies crantées, cette dernière solution étant préférée dans le cas d'un moteur à courant continu.

Comme montré à la figure 3, la voie d'observation comprend essentiellement un objectif de reprise d'image 29, un dispositif de transport d'images 30 et un détecteur d'images 32. Le détecteur d'images est avantageusement un capteur de type C.C.D. couplé à une électronique de synchronisation 33 et à une voie de sortie numérique ou vidéo 34.

Avantageusement, la sonde est équipée de manière à pouvoir insuffler un jet d'air comprimé 35 sur l'objet, dans une direction parallèle à l'axe de projection et d'observation. Ce jet a pour objectif de nettoyer la surface observée de ses impuretés et, dans le cadre d'une prise d'empreinte endobuccale, il permet d'écarter la gencive et d'accéder à des zones profondes par exemple au niveau du sulcus gingival.

Il est également avantageux d'équiper la sonde d'un dispositif évitant la formation de buée. Ce dispositif comprend des moyens de chauffage à une température au moins égale à 30°C , ces moyens de chauffage fonctionnant lorsque la sonde est en position d'observation ou lorsqu'elle est en position de repos sur son support.

Ces moyens de chauffage peuvent être constitués par une résistance chauffante alimentée par un courant à basse tension ou par un film d'air chaud envoyé sous une légère pression.

En pratique, le praticien dépose, à l'aide d'un stylo marqueur adapté, quelques points sur la dent ou sur le moignon ou sur toute autre zone dont le relief doit être déterminé. Après introduction du bec de la sonde dans la bouche du patient, dans le cas d'une saisie de forme endobuccale, il est procédé à la visualisation directe, sans codage du site à étudier.

La praticien positionne alors la sonde suivant l'angle de prise de vue qui lui paraît le plus intéressant, puis commande l'acquisition de la première vue. A ce moment, le système synchronise les acquisitions d'images avec le déphasage du réseau et, éventuellement, la stroboscopie de la source lumineuse.

Une fois les images acquises, le praticien peut retirer la sonde et vérifier sa prise d'empreinte en sélectionnant trois types d'informations:

- l'image sans codage de la zone acquise,
- une représentation graphique en trois dimensions de la surface calculée,
- des indicateurs de qualité du relief correspon-

dant à la précision de la mesure et fonction de la réponse au codage.

Après validation, cette vue sert de référence pour l'ensemble des vues suivantes pour lesquelles le praticien procède selon le même principe suivant des angles différents. A partir de la deuxième prise de vue et de la détection des points de repères, le système peut délivrer sur l'écran une image graphique représentant le relief reconstruit à partir des surfaces corrélées.

Comme montré à la figure 8, le calculateur comprend six modules électroniques reliés par trois bus, les modules étant constitués par une carte unité centrale 36, une carte de mémoire vive de calcul 37, une carte interfaces spécialisées 38, une carte de traitement du signal vidéo 39, une carte mémoire d'images 40 et une carte processeur de calcul spécialisé 42, ces modules étant reliés entre eux par un bus vidéo numérique 43, un bus processeur 44 et un bus système 45.

La figure 9 représente la carte de traitement du signal vidéo servant d'interface entre la caméra disposée dans la sonde d'une part, l'écran de visualisation et le calculateur d'autre part. Cette carte reçoit en entrée 46, un signal analogique des images provenant de la sonde qui, d'une part, est conditionné en 47 et injecté à l'intérieur d'un numériseur 48 constitué par un convertisseur analogique-numérique sur au moins huit bits, ce signal numérisé étant ensuite envoyé sur le bus vidéo et, d'autre part, envoyé à l'écran de visualisation à travers un module de visualisation.

Il est à noter que la carte de traitement du signal vidéo reçoit, en entrée, un signal numérique de huit bits image au moins provenant du bus vidéo, qui sont injectés après leur passage dans une table de conversion programmable depuis le bus système dans un convertisseur numérique analogique 49, et mélange ce signal analogique avec, premièrement, une image graphique provenant d'au moins un bit graphique du bus vidéo, deuxièmement des caractères alpha-numériques provenant d'un sous-module 50 permettant de générer ces caractères à partir du bus système 45 et, troisièmement, un curseur de forme quelconque provenant d'un sous-module 52 générateur de curseur associé à un registre de commande de position.

Le signal résultant est envoyé à l'écran de visualisation, l'image ainsi constituée se décomposant en parties distinctes ou superposées, à savoir :

- une partie représentant l'un des plans mémoire image ou bien l'image provenant de la sonde sur laquelle apparaît, en surbrillance ou en couleur différente, l'état du ou des bit(s) provenant des plans des mémoires graphiques sélectionnées,

- un partie qui constitue une zone d'affichage de texte alpha-numérique, et

- un curseur de forme quelconque qui peut être activé et qui peut adresser n'importe quel point de l'écran.

La figure 10 représente la carte processeur. Ce module permet le traitement rapide des images et est associé à des mémoires locales de travail qui sont de quatre types : des mémoires de programme, des mémoires de données d'entrée, des mémoires

de données de sortie et des registres internes.

Sur la figure 10, le processeur de traitement rapide est désigné par la référence 53, la mémoire de programme local par la référence 54, les mémoires de données d'entrée par les références 55a et 55b, les mémoires de donnée sortie par les références 56a et 56b, des aiguillages étant prévus entre le bus processeur 44, les mémoires d'entrée, les mémoires de sortie et le processeur de traitement rapide, qui sont désignés respectivement par les références 57, 58 et 59. La carte processeur reçoit en entrée simultanément un flot de données numériques d'au moins deux images provenant par le bus processeur 44 de la carte mémoire d'images 40, traite ce flot de données, pixel à pixel, suivant des programmes préchargés par le bus système 45 et délivre, sur ce même bus processeur 44, les résultats des calculs sous forme numérique.

La figure 11 représente la carte mémoire d'image. Cette carte mémoire d'image contient au moins quatre images numérisées de huit bits chacune, dans des dans 60, 61, 62 et 63, et un plan graphique 64 de quatre bits et dispose d'un sous-module 65 programmable par le bus système 45 qui permet de multiplexer et d'aiguiller les images et plans graphiques en entrée ou en sortie vers les trois bus système 45, vidéo 43 et processeur 44.

Selon une autre caractéristique de l'invention, la carte interfaces spécialisée 38 dispose de moyens électroniques permettant de synchroniser l'acquisition des images provenant de la sonde avec la carte mémoire et les moyens d'entraînement en rotation des lames, ces moyens électroniques étant déclenchés extérieurement par l'utilisateur.

Avantageusement, les six modules électroniques du calculateur sont contenus sur une même carte, la carte étant divisée en six parties imbriquées.

Revendications

1. - Procédé de prise d'empreinte médicale, caractérisé en ce qu'il consiste à projeter, sur la partie du corps dont l'empreinte est à saisir, une grille à profil sinusoïdal, puis à répéter cette projection au moins deux fois, pendant un temps très bref, avec un décalage de phase entre deux projections successives d'une valeur égale à $2\pi/n$, où n est le nombre de projections, à effectuer une lecture optique de chaque image projetée, à mémoriser chacune de ces images, puis à les corrélées, en observant les variations de l'intensité résultant des variations du décalage de phase, en chaque point de l'objet, et permettant la détermination par calcul de la profondeur de chaque point par rapport à un plan de référence, les deux autres dimensions étant définies, en fonction du système optique utilisé, dans le plan du capteur.

2. - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que la grille à profil sinusoïdal est projetée suivant un faisceau de rayons parallèles.

3. - Procédé selon la revendication 1, caracté-

térisé en ce que la grille à profil sinusoïdal est projetée suivant un faisceau de rayons divergents et en ce que le plan de référence est perpendiculaire à l'axe de projection.

4. - Procédé selon les revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'il consiste à utiliser conjointement une projection complémentaire d'un deuxième système de franges, afin d'obtenir une différence de phase très précise avec une indétermination de 2π avec le premier système, et une différence grossière de phase mais sans indétermination de 2π avec le second, et en ce que la corrélation des deux résultats donne une différence de phase très précise et sans indétermination de 2π en tout point.

5. - Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce que le second système de franges est réalisé par une projection unique sans décalage et en ce que, dans ce cas, le calcul de différence de phase est effectué par une méthode de sous-échantillonnage ou une méthode de FOURRIER ou toute autre méthode équivalente d'analyse de la phase.

6. - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'il consiste à analyser les variations de la phase du codage déformé par l'objet dans les deux directions (x, y) définies dans le plan du capteur, en tenant compte du taux de modulation et de la réflectivité de l'objet, pour produire une image binaire codée 1 si la phase existe et est continue, et codée 0 si la phase n'existe pas ou est discontinue, puis en considérant l'ensemble des images ainsi obtenues, à regrouper les images de même valeur, et à en définir la frontière par des méthodes de dilatation-érosion et de squelettisation d'objets binaires.

7. - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 6, caractérisé en ce que le nombre de projections d'images de la grille sur la partie du corps à observer est supérieur ou égal à 3.

8. - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 7, caractérisé en ce qu'il consiste à disposer sur la partie du corps à observer une pluralité de points de repères visibles dans chacune des positions de prise d'image, à effectuer plusieurs vues sous des angles différents, à détecter dans chacune des vues la position (x, y) de chaque point, puis par interpolation sur le relief, la valeur z de celui-ci, puis par association des points de repères identiques physiquement à rassembler l'ensemble des surfaces de chaque vue dans un même relief dont les coordonnées sont définies par rapport à un seul et même référentiel commun.

9. - Procédé selon la revendication 8, caractérisé en ce qu'il consiste à calculer la position de chaque point de repère en x et y sur l'image de réflectivité, par analyse de l'histogramme des niveaux de gris, puis à sélectionner les taches noires d'une grosseur convenable, et

enfin à donner le centre de gravité pondéré par les niveaux de gris à l'intérieur de ces micro-taches.

10. - Procédé selon l'une quelconque des revendications 8 et 9, caractérisé en ce que les points de repères sont constitués par des points caractéristiques de la partie du corps à étudier, tels que sillon, cuspidé, plateau du moignon, rayures, ou des points supportés par des objets rapportés sur le corps à étudier tels que des clamps, dans le cas d'une application dentaire.

11. - Procédé selon l'une quelconque des revendications 8 et 9, caractérisé en ce que les points de repères sont déposés, par projection d'encre ou similaire, sur la partie du corps à étudier.

12. - Dispositif pour la mise en oeuvre du procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 11, caractérisé en ce qu'il comprend une sonde optique (2) reliée à un système de traitement (4) et à une source lumineuse (3).

13. - Dispositif selon la revendication 12, caractérisé en ce que, dans le cas où la source de lumière (3) est distincte de la sonde (2), la lumière est collimatée à l'aide d'une optique de couplage, à partir du centre de laquelle l'extrémité d'une fibre optique est vue sous un angle α , tel que α est inférieur ou égal à $P/4D$, où P est le pas de la grille et D la profondeur de champ maximale correspondant à une modulation correcte de la grille projetée.

14. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 12 et 13, caractérisé en ce que la longueur d'onde de la lumière projetée est inférieure à 520 μm , et la source lumineuse émet dans le bleu ou l'ultra-violet.

15. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 12 et 13, caractérisé en ce que la source lumineuse est un dispositif solide à semi-conducteur de type diode laser.

16. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 12 à 13, caractérisé en ce que la sonde optique (2) comprend une voie de projection (9) du codage et une voie d'observation (10) de l'image.

17. - Dispositif selon la revendication 16, caractérisé en ce que la voie de projection du codage comprend une optique collimation (13), un réseau (14) muni de son système de déphasage (15) et un système optique d'imagerie comprenant une optique relais (14), une optique de transport d'image (17) et un objectif de projection (18).

18. - Dispositif selon la revendication 17, caractérisé en ce que le réseau de transmission comprend un prisme de Wollaston (20) constitué par deux coins semblables (22) taillés dans un matériau biréfringent (par exemple du quartz dont les axes rapide et lent sont opposés), éclairé par une onde lumineuse monochromatique, placé entre deux polarisateurs (23, 24) dont les axes sont croisés ou parallèles et font un angle de 45° avec ceux du prisme, la valeur p du pas des franges créées à l'interface du

prisme étant donnée par la formule

$$P = \frac{\lambda}{2 \Delta n \operatorname{tg} \theta}$$

où λ est la longueur d'onde de la source lumineuse,

où θ est l'angle de chacun des prismes biréfringents constituant le prisme de Wollaston,

Δn est la différence des indices ordinaire et extraordinaire du matériau.

19. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 et 18, caractérisé en ce que le système de déphasage comprend un barillet motorisé (27) comportant plusieurs lames cristallines (26) de déphasage connu, de manière à les introduire séquentiellement et en synchronisation avec la prise d'image.

20. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 et 18, caractérisé en ce qu'une lame quart d'onde (28) est placée après le prisme de Wollaston (20), avec ses axes rapide et lent à 45° des axes du prisme et en ce que l'analyseur (24) tourne sur lui-même permettant de sélectionner continuellement une valeur de déphasage entre 0 et 2π .

21. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 17 et 18, caractérisé en ce que le système de modulation de phase comprend une lame de verre (25) d'indice n et d'épaisseur e montée pivotante pour provoquer un déplacement latéral du faisceau d'une valeur S telle que :

$$S = e \frac{\sin(i-r)}{\cos(r)}$$

où i est l'angle d'incidence du faisceau sur la lame et r l'angle réfracté, ces angles étant liés par la relation :

$$\sin i = n \sin r$$

22. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 19 et 20, caractérisé en ce que les moyens d'entraînement en rotation des lames sont constitués par un moteur pas à pas, la position des lames étant connue par comptage des pas à partir d'une position de référence déterminée par utilisation d'un disque fendu ou troué fixé sur le barillet ou sur l'arbre moteur, d'un côté duquel est disposée une photo-diode éclairant le disque et de l'autre côté duquel se trouve une cellule photo-électrique qui, lorsqu'elle est activée par la photo-diode, émet un signal vers le système de traitement.

23. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 19 et 20, caractérisé en ce que les moyens d'entraînement en rotation des lames sont constitués par un moteur à courant continu, dont les moyens de commande comprennent un potentiomètre résistif monté en bout d'un axe du barillet porte-lames, la mesure de résistivité du potentiomètre permettant de

connaître la position en continu de l'arbre du moteur.

24. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 12 à 23, caractérisé en ce que la sonde (2) est équipée d'un système d'insufflation d'un jet d'air comprimé (33) sur l'objet à observer, en bout du bac et dans la direction de l'observation.

25. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 12 à 23, caractérisé en ce que la sonde est équipée d'un système évitant la formation de buée, comprenant des moyens de chauffage à une température au moins égale à 30°C, ces moyens de chauffage fonctionnant lorsque la sonde est en position d'observation ou lorsqu'elle est en position de repos sur un support.

26. - Dispositif selon l'une quelconque des revendications 12 à 25, caractérisé en ce que le calculateur comprend six modules électroniques reliés par trois bus, les modules étant constitués par une carte unité centrale (36), une carte de mémoire vive de calcul (37), une carte interfaces spécialisées (38), une carte de traitement du signal vidéo (39), une carte mémoire d'images (40) et une carte processeur de calcul spécialisé (42), ces modules étant reliés entre eux par un bus vidéo-numérique (43), un bus processeur (44) et un bus système (45).

27. - Dispositif selon la revendication 26, caractérisé en ce que la carte de traitement du signal vidéo servant d'interface entre la caméra disposée dans la sonde d'une part, l'écran de visualisation et le calculateur d'autre part, reçoit en entrée un signal analogique des images provenant de la sonde qui, d'une part, est conditionné (47) et injecté à l'entrée d'un numériseur (48) constitué par un convertisseur analogique-numérique sur au moins huit bits, lequel signal numérisé est ensuite envoyé sur le bus vidéo (43) et qui, d'autre part, est envoyé à l'écran de visualisation, à travers un sous module de visualisation.

28. - Dispositif selon la revendication 26, caractérisé en ce que la carte de traitement du signal vidéo servant d'interface entre la caméra disposée dans la sonde d'une part, l'écran de visualisation et le calculateur d'autre part, reçoit en entrée un signal numérique de huit bits image au moins provenant du bus vidéo qui sont injectés, après leur passage dans une table de conversion programmable depuis le bus système, dans un convertisseur numérique analogique (49), et mélange ce signal analogique avec, premièrement, une image graphique provenant d'au moins un bit graphique du bus vidéo (43), deuxièmement, des caractères alphanumériques provenant d'un sous-module (50) permettant de générer ces dits caractères à partir du bus système (45) et, troisièmement, un curseur de forme quelconque provenant d'un sous-module (52) générateur de curseur associé à un registre de commande de position et, enfin, envoie le signal résultat à l'écran de

visualisation, l'image ainsi constituée sur l'écran se décomposant en parties distinctes ou superposées:

- une partie représentant l'un des plans mémoire image ou bien l'image provenant de la sonde sur laquelle apparaît, en surbrillance ou en couleurs différentes, l'état du ou des bits provenant des plans des mémoires graphiques sélectionnés, 5
- une partie qui constitue une zone d'affichage de texte alpha-numérique, 10
- un curseur de forme quelconque qui peut être activé et qui peut adresser n'importe quel point de l'écran.

29. - Dispositif selon la revendication 26, caractérisé en ce que la carte processeur reçoit en entrée simultanément, un flot de données numériques d'au moins deux images provenant par le bus processeur (44), de la carte mémoire image, traite ce flot de données, pixel à pixel, suivant des programmes de calculs préchargés par le bus système (45) et délivre, sur ce même bus processeur, les résultats desdits calculs sous forme numérique. 15 20

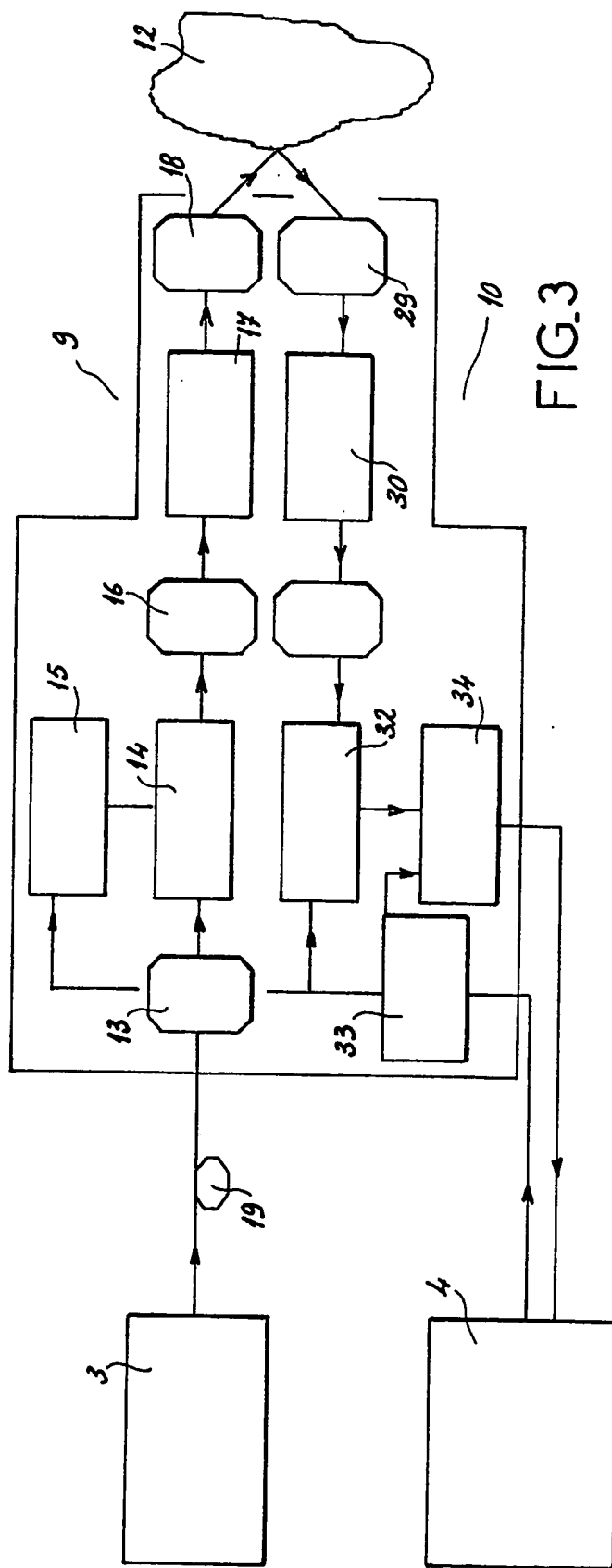
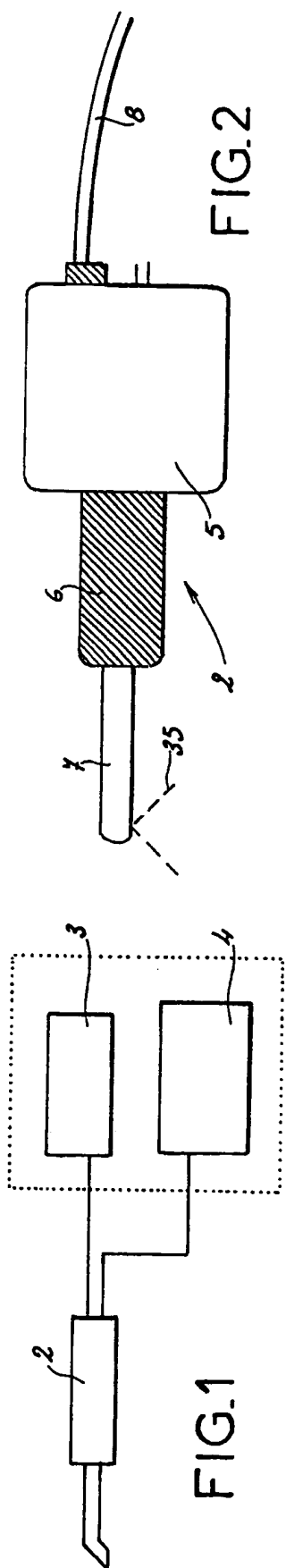
30. - Dispositif selon la revendication 26, caractérisé en ce que la carte mémoire d'image contient au moins quatre images (60-63) numérisées de huit bits chacune, un plan graphique (64) de quatre bits, et dispose d'un sous-module (65) programmable par le bus système (45) qui permet de multiplexer et d'aiguiller ces dits images et plans graphiques en entrée ou en sortie vers les trois bus systèmes (45), vidéo (43) et processeur (44). 25 30

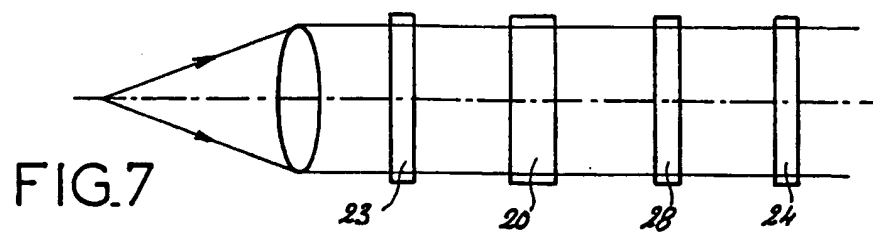
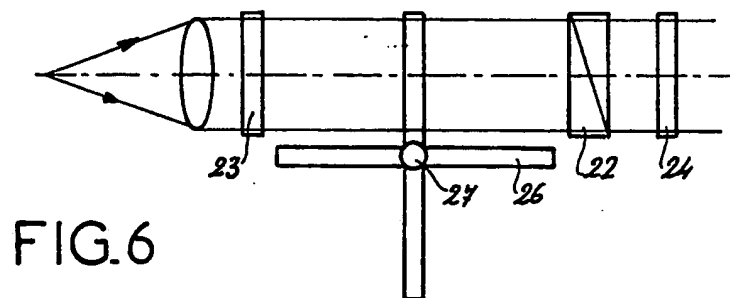
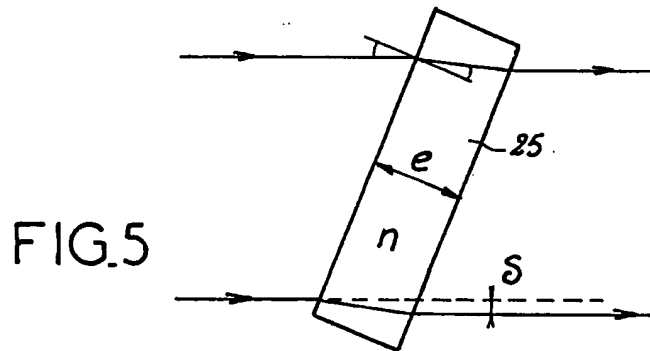
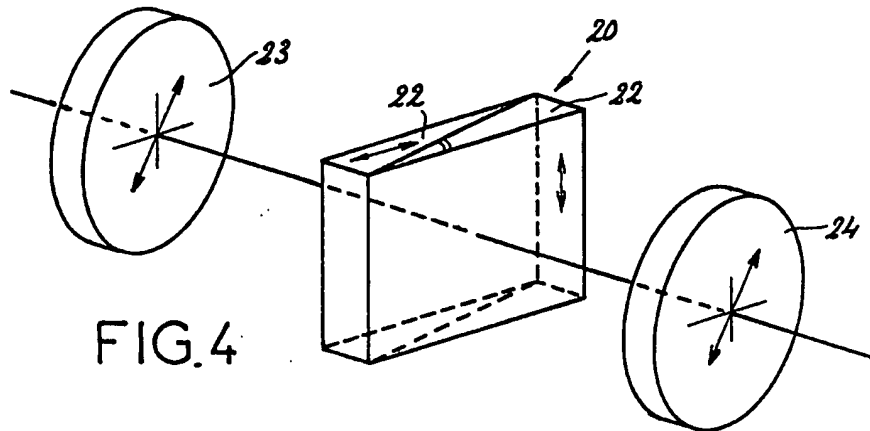
31. - Dispositif selon la revendication 26, caractérisé en ce que la carte Interfaces spécialisées dispose de moyens électroniques permettant de synchroniser l'acquisition des images provenant de la sonde (2) avec la carte mémoire, et les moyens d'entraînement en rotation des lames, ces moyens électroniques étant déclenchés extérieurement par l'utilisateur. 35 40

32. - Dispositif selon la revendication 26, caractérisé en ce que le calculateur comprend six modules électroniques contenus sur une même carte, la carte étant divisée en six parties imbriquées, constituées par une unité centrale, une mémoire vive de calcul, une interface spécialisée, une électronique de traitement de signal vidéo, une mémoire d'images et un processeur de calculs spécialisés, reliées entre elles par un bus vidéo-numérique, un bus processeur et un bus système. 45 50 55

60

65





0278882

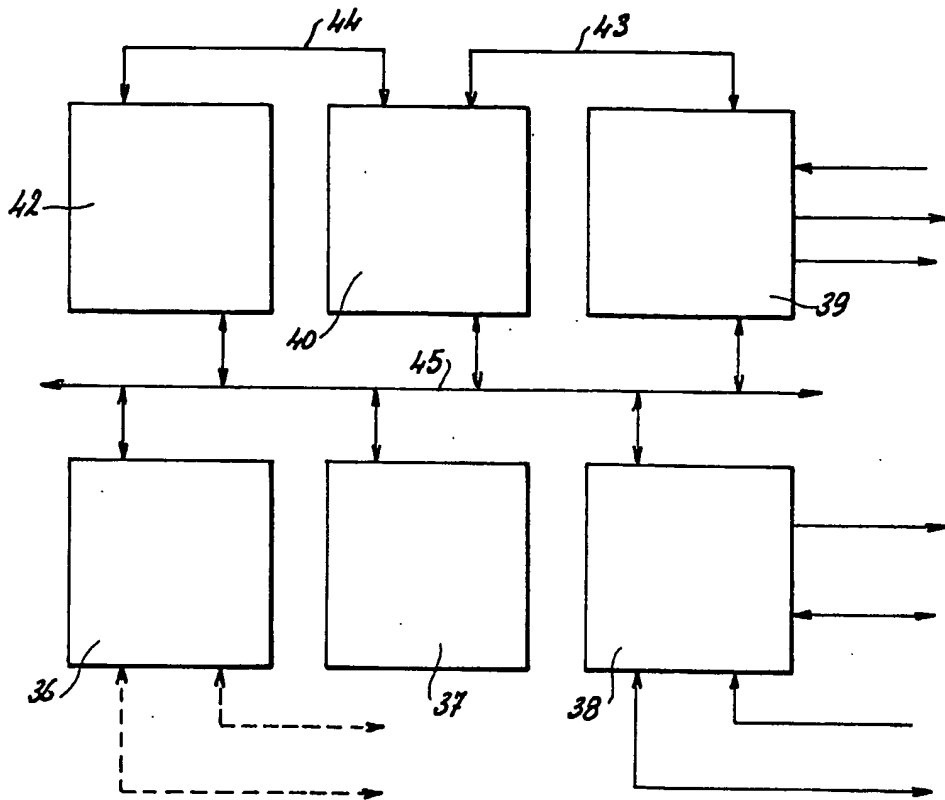


FIG. 8

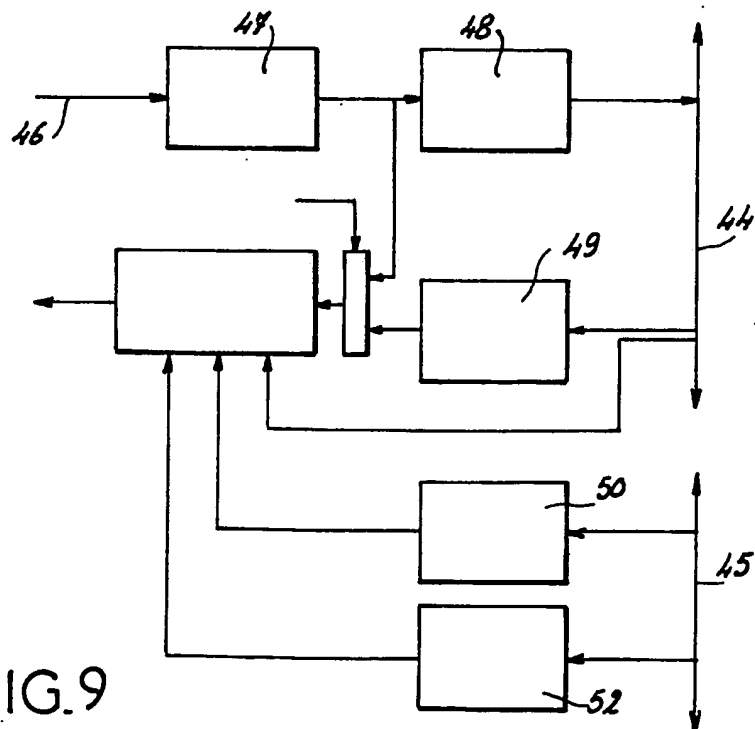


FIG. 9

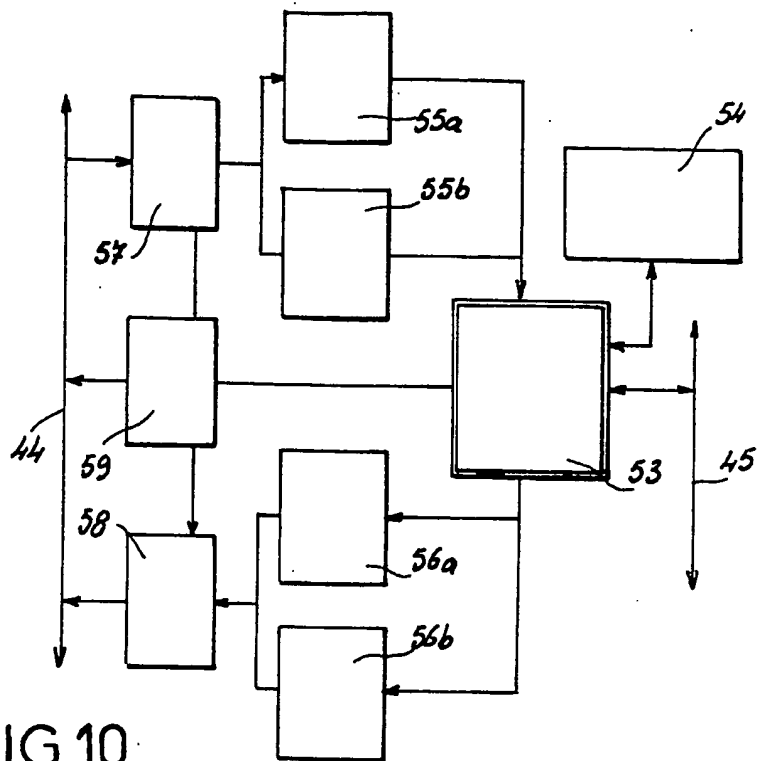


FIG. 10

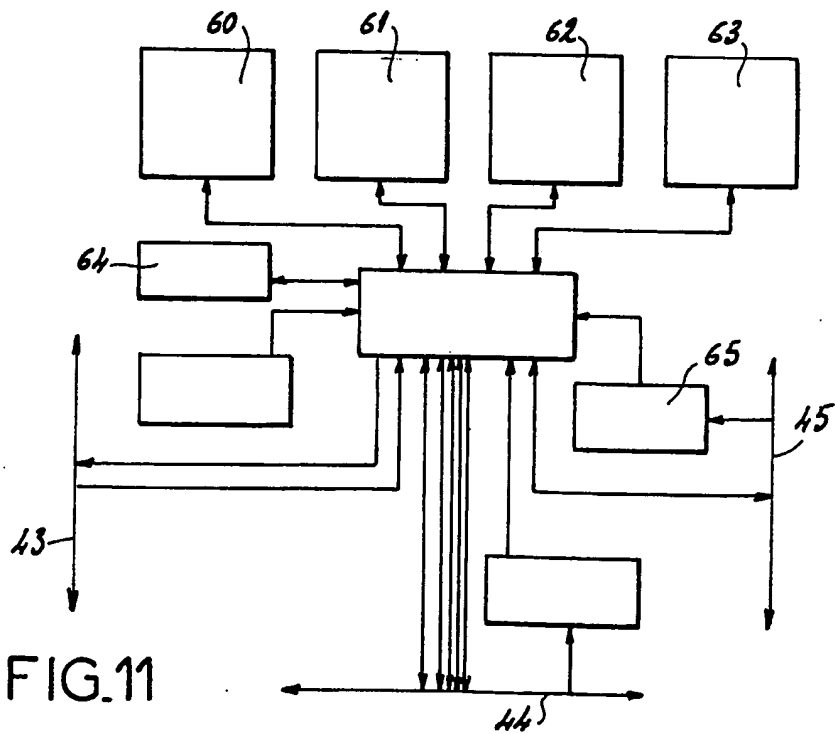


FIG. 11



Office européen
des brevets

RAPPORT DE RECHERCHE EUROPEENNE

Numero de la demande

EP 88 42 0042

DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS			
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes	Revendication concernée	CLASSEMENT DE LA DEMANDE (Int. Cl.4)
A	US-A-4 070 683 (ALTSCHULER et al.) * Résumé; colonne 1, lignes 31-37; colonne 2, lignes 1-44 *	1,12	A 61 C 9/00 G 01 B 11/24
A	FR-A-2 562 236 (DURET) * Revendications; page 1, lignes 1-35 *	1,12	
A	FR-A-2 304 892 (FOURCADE) * Page 1; page 2, lignes 1-19 *	1,12	
A	DE-A-2 719 696 (OSTERTAG) * Revendications 1,2 *	1,12	
A	US-A-3 861 044 (SWINSON)		
A	APPLIED OPTICS, vol. 20, no. 19, 1 octobre 1981, pages 3385-3387, optical Society of America, New York, US; G.K. JAISINGH et al.: "Contouring by laser speckle"		
			DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHES (Int. Cl.4)
			A 61 C G 01 B
Le présent rapport a été établi pour toutes les revendications			
Lieu de la recherche LA HAYE		Date d'achèvement de la recherche 20-04-1988	Examineur FISCHER G.H.
CATEGORIE DES DOCUMENTS CITES X : particulièrement pertinent à lui seul Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un autre document de la même catégorie A : arrière-plan technologique O : divulgation non-écrite P : document intercalaire T : théorie ou principe à la base de l'invention E : document de brevet antérieur, mais publié à la date de dépôt ou après cette date D : cité dans la demande L : cité pour d'autres raisons & : membre de la même famille, document correspondant			